

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI
(c) 2003 Thomson Derwent. All rts. reserv.

001836998

WPI Acc No: 1977-57996Y/197733

Highly pressure-resistant dental material prepn. - by polymerising mixt. of finely divided inorganic filler, polymerisable liq. organic binder and initiator

Patent Assignee: MINNESOTA MINING CO (MINN)

Number of Countries: 007 Number of Patents: 010

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
DE 2705220	A	19770811				197733 B
SE 7700202	A	19770905				197738
JP 52098391	A	19770818				197739
FR 2340085	A	19771007				197747
GB 1544776	A	19790425				197917
CA 1103388	A	19810616				198129
CH 630524	A	19820630				198228
DE 2705220	C	19880609				198823
JP 88047682	B	19880926				198842
SE 458906	B	19890522				198923

Priority Applications (No Type Date): US 76656522 A 19760209

Abstract (Basic): DE 2705220 A

Dental material for tooth preservation and cavity repair is obtd. by polymerising a mixt. of (A) a finely divided filler, (B) a polymerisable liq. organic binder and (C) a polymerisation initiator. The filler contains 70-95%, pref. 75-85%, of particles 0.7-25 mu, pref. 0.7-20u in size, and 30-50%, pref. 25-15%, of particles 0.2-0.7 mu in size.

The filler material has excellent pressure-resistance and the desired transparency. Because of the wide particle size range resulting in a dental material of ave. particle size, a high amt. of filler can be used, e.g. 75-95%.

Derwent Class: A96; D21

International Patent Class (Additional): A61K-005/06; A61K-006/08; C08F-002/44; C08F-220/32; C08K-003/00; C08K-007/00

⑤

Int. Cl. 2:

⑯ BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



C 08 F 220/32

A 61 K 5/06

DT 27 05 220 A 1

⑪

Offenlegungsschrift 27 05 220

⑫

Aktenzeichen: P 27 05 220.6

⑬

Anmeldetag: 8. 2. 77

⑭

Offenlegungstag: 11. 8. 77

⑯

Unionspriorität:

⑰ ⑯ ⑯

9. 2. 76 USA 656522

⑮

Bezeichnung:

Verfahren zur Herstellung von Dentalwerkstoffen für die Zahnerhaltung

⑯

Anmelder:

Minnesota Mining and Manufacturing Co., Saint Paul, Minn. (V.St.A.)

⑯

Vertreter:

Vossius, V., Dipl.-Chem. Dr. rer.nat., Pat.-Anw., 8000 München

⑯

Erfinder:

Mlinar, Jerry Walter; Anderson, Harvey Lawrence; Saint Paul, Minn. (V.St.A.)

DT 27 05 220 A 1

DIPL.-CHEM. DR. VOLKER VOSSIUS
PATENTANWALT

8 MÜNCHEN 88,
SIEBERTSTRASSE 4
P.O. BOX 88 07 67
PHONE: (0 89) 47 40 75
CABLE ADDRESS: BENZOLPATENT MÜNCHEN
TELEX 5-29453 VOPAT D

1

5 u.Z.: M 041 (Vo/Ra/ko)

Case: 912 682

MINNESOTA MINING AND MANUFACTURING COMPANY

Saint Paul, Minnesota, V.St.A.

10

" Verfahren zur Herstellung von Dentalwerkstoffen für die Zahnerhaltung "

15

Priorität: 9. Februar 1976, V.St.A., Nr. 656 522

Patentansprüche

1. Verfahren zur Herstellung von Dentalwerkstoffen für die Zahnerhaltung durch Polymerisation eines Gemisches aus einem feinkörnigen Füllstoff, einem polymerisierbaren flüssigen organischen Bindemittel und einem Polymerisationsinitiator, dadurch gekennzeichnet, daß man einen Füllstoff verwendet, der 70 bis 95 Gewichtsprozent Teilchen mit 20 einer Korngröße von 0,7 bis 25 Mikron und 5 bis 30 Gewichtsprozent Teilchen mit einer Korngröße von 0,2 bis 0,7 Mikron 25 enthält.

L

709832/0924

ORIGINAL INSPECTED

1 2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß man
einen Füllstoff verwendet, der 75 bis 85 Gewichtsprozent Teil-
chen mit einer Korngröße von 0,7 bis 20 Mikron und 15 bis 25 Ge-
wichtsprozent Teilchen mit einer Korngröße von 0,2 bis 0,7 Mi-
5 kron enthält.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet,
daß man als Füllstoff α -Quarz verwendet.

10 4. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß man
den Füllstoff in einer Menge von etwa 75 bis 90 Gewichtsprozent,
bezogen auf die Gesamtmasse des Dentalwerkstoffes, einsetzt.

5. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß man
15 als Bindemittel das Glycidylmethacrylat-Derivat von Bisphenol A
verwendet.

6. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß man
ein Bindemittel verwendet, das zusätzlich ein reaktionsfähiges
20 Verdünnungsmittel enthält.

7. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß man
einen Füllstoff einsetzt, der unter Verwendung eines Mahlmittels
mit der gleichen chemischen Zusammensetzung hergestellt worden
25 ist.

8. Polymerisierbare Massen zur Verwendung als Dentalwerk-
stoff für die Zahnerhaltung aus einem feinkörnigen Füllstoff

1 und einem polymerisierbaren flüssigen organischen Bindemittel, dadurch gekennzeichnet, daß 70 bis 95 Gewichtsprozent des Füllstoffes eine Korngröße von 0,7 bis 25 Mikron und 5 bis 30 Gewichtsprozent eine Korngröße von 0,2 bis 0,7 Mikron besitzen.

5

10

15

20

25

709832/0924

5 u.Z.: M 041

Case: 912 682

MINNESOTA MINING AND MANUFACTURING COMPANY

Saint Paul, Minnesota, V.St.A.

10

"Verfahren zur Herstellung von Dentalwerkstoffen für die Zahnerhaltung"

15

Dentalwerkstoffe für die Zahnerhaltung aus einem polymerisierbaren flüssigen organischen Bindemittel und einem feinkörnigen anorganischen festen/Füllstoff sind bekannt. Beispielsweise ist in der US-PS 3 066 112 ein Dentalwerkstoff beschrieben, der aus 17 bis 34 Gewichtsprozent eines wärmehärtbaren Harzes, wie dem Glycidylmethacrylat-Derivat von Bisphenol A, im allgemeinen als BisGMA bezeichnet, und 66 bis 83 Gewichtsprozent eines Füllstoffes, wie klares, farbloses, geschmolzenes Siliciumdioxid mit einer Korngröße von höchstens 44 Mikron, besteht und als Füllmaterial zur Zahnerhaltung geeignet ist. Diese Dentalwerkstoffe besitzen eine Druckfestigkeit bis 1 617 kg/cm².

Solche Dentalwerkstoffe sollen sowohl die Funktion als auch das Aussehen des beschädigten Zahnes wieder herstellen. Infolge-

709832/0924

1 dessen muß ein geeigneter Werkstoff einer Anzahl von praktischen
Anforderungen genügen. Das verwendete organische polymerisier-
bare Bindemittel muß unter den im Mund herrschenden Bedingun-
gen rasch und vollständig polymerisieren. Der Dentalwerkstoff
5 muß bei der Polymerisation eine geringe Schrumpfung aufweisen
und eine niedrige Wasserabsorption, niedrige Löslichkeit in der
Mundflüssigkeit, geringe Toxizität und ausreichende Festigkeits-
eigenschaften besitzen. Da diese Anforderungen durch das Kunst-
harz allein nicht erfüllt werden können, sind derartige Dental-
10 werkstoffe im allgemeinen Gemische, d. h. sie enthalten zur
Verstärkung Füllstoffe.

Durch den Zusatz von Füllstoffen zu dem flüssigen organischen
Bindemittel werden Dentalwerkstoffe erhalten, die sich hin-
15 sichtlich Dimensionsstabilität, Beständigkeit gegen Abnutzung,
Farbe, Transparenz und Festigkeit mit der natürlichen Zahnkrone
vergleichen lassen. Derartige Dentalwerkstoffe behalten ihre
Form und stützen die Reste des natürlichen Zahns während des
Kauens. Die Transparenz eines polymerisierten Dentalwerkstof-
20 fes muß mit der Transparenz der natürlichen Zähne vergleichbar
sein. Diese Anforderung ist entscheidend für den ästhetischen
Eindruck eines Dentalwerkstoffes, besonders bei seiner Verwen-
dung im vorderen Teil des Mundes, wo derartige Werkstoffe vor-
wiegend benutzt werden. Ein zu/transparenter polymerisierter
25 Dentalwerkstoff erscheint als gläserner, fensterartiger Be-
reich im Zahn, während auf der anderen Seite ein Dentalwerk-
stoff, der ungenügende Transparenz aufweist oder zu trüb ist,
als ein trüber, weißer Fleck auf dem Zahn erscheint. Infolge-

1 dessen sind Dentalwerkstoffe, die diese Grundanforderungen
nicht erfüllen , nicht annehmbar, da sie nicht in der Lage
sind, das natürliche Aussehen des Zahnes wiederherzustellen
oder vorzutäuschen.

5

Die physikalischen und optischen Eigenschaften des in der US-
PS 3 066 112 beschriebenen organischen Bindemittels ermögli-
chen die Herstellung eines Dentalwerkstoffes mit geeigneter
Transparenz für die Verwendung bei der Zahnerhaltung. Der Bre-
10 chungsindex des verwendeten Füllstoffes muß dem Brechungsindex
des polymerisierten Bindemittels entsprechen, damit die Trans-
parenz des Dentalwerkstoffes derjenigen der natürlichen Zähne
gleicht. Die Eigenschaft der Transparenz wird nach der American
Dental Association Specification Nr. 9 für Dental-Silicat-
15 zement untersucht und soll nach dieser Prüfung eine Opacität
von etwa 35 % erreichen (Co.70).

Die meisten technisch hergestellten Dentalwerkstoffe für die
Zahnerhaltung bestehen also aus dem in der US-PS 3 066 112 be-
20 schriebenen organischen Bindemittel und enthalten außerdem im
allgemeinen Quarzteilchen als Füllstoff. Sowohl das organische
Bindemittel als auch die als Füllstoff verwendeten Quarzteil-
chen besitzen einen Brechungsindex von etwa 1,50 bis 1,55. Das
beste Aussehen erreichen die Dentalwerkstoffe angeblich, wenn
25 ein geringer Unterschied zwischen/Brechungsindizes des Binde-
mittels und des Füllstoffes besteht, d. h. ein Unterschied von
etwa 0,005, jedoch vorzugsweise nicht größer als 0,025.

- 1 In neuerer Zeit besteht ein Bedarf nach Dentalwerkstoffen zur Zahnerhaltung mit stark verbesserter Druckfestigkeit. Die Druckfestigkeit kann im allgemeinen dadurch erhöht werden, daß die Menge an Füllstoff vergrößert wird. Um die Verwendung
- 5 einer großen Menge an Füllstoffen zu ermöglichen, müssen diese jedoch in besonders feinkörniger Form vorliegen.

Die Verwendung feinkörniger Füllstoffe in Dentalwerkstoffen zur Zahnerhaltung ist beispielsweise in den US-PSen 3 709 866, 10 3 452 437, 3 629 187, 3 539 533 und 3 751 399 beschrieben. In der US-PS 3 792 531 ist ein Dentalwerkstoff beschrieben, der einen feinkörnigen Füllstoff mit einer Korngröße von 0,7 bis 30 Mikron enthält, wobei darauf geachtet werden soll, daß Teilchen mit einem geringeren Durchmesser als 0,7 Mikron nicht 15 in nennenswerter Menge enthalten sind. Solche Teilchen sollen nämlich die Transparenz des Dentalwerkstoffes ungünstig beeinflussen. Aus der DT-OS 2 403 211 ist ein Dentalwerkstoff bekannt, dessen Füllstoff ausschließlich aus Teilchen mit einem geringeren Durchmesser als 0,7 Mikron besteht, vorzugs- 20 weise ist der Durchmesser sogar noch viel kleiner. In der DT-OS 2 405 578 ist ein Dentalwerkstoff beschrieben, dessen Füllstoff eine Korngröße von höchstens 0,07 Mikron besitzt. Zusätzlich können feine Glasteilchen mit einer Korngröße von höchstens 5 Mikron vorhanden sein, jedoch nur in einer 25 Menge von höchstens 25 Gewichtsprozent der Gesamtmasse des Füllstoffes.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur L Herstellung von Dentalwerkstoffen zur Zahnerhaltung mit her- 709832/0924

1 vorragender Druckfestigkeit und guter Transparenz zu schaffen.

Diese Aufgabe wird durch den überraschenden Befund gelöst, daß im Gegensatz zur bisherigen Ansicht die Druckfestigkeit von

5 Dentalwerkstoffen ohne Verlust der erwünschten Transparenz dadurch wesentlich erhöht werden kann, daß ein feinkörniger Füllstoff mit einer solchen Korngrößenverteilung eingesetzt wird, daß ein erheblicher Teil des Füllstoffes eine Korngröße von 0,2 bis 0,7 Mikron aufweist, während der Rest eine

10 Korngröße von 0,7 bis 25 Mikron besitzt.

Die Erfindung betrifft somit den in den Ansprüchen gekennzeichneten Gegenstand.

15 Die erfindungsgemäß hergestellten Dentalwerkstoffe zur Zahnerhaltung weisen im Vergleich zu Werkstoffen, die Füllstoffe mit anderer Korngrößenverteilung enthalten, eine hervorragende Druckfestigkeit und die wünschenswerte Transparenz auf.

20 Da die vorteilhaften Eigenschaften der erfindungsgemäß hergestellten Dentalwerkstoffe auf der Korngrößenverteilung des verwendeten Füllstoffes beruhen, ist die Art des eingesetzten flüssigen organischen polymerisierbaren Bindemittels nicht kritisch. Es ist eine Anzahl von geeigneten polymerisierbaren Bindemitteln

25 bekannt. Beispielsweise eignen sich die in der US-PS 3 066 112 beschriebenen Bindemittel mit der Bezeichnung BisGMA. Sie werden bevorzugt für das erfindungsgemäße Verfahren ver-

1. wendet. Die polymerisierbaren Bindemittel enthalten vorzugsweise eine bestimmte Menge eines reaktionsfähigen Verdünnungsmittels, wie Triäthylenglycoldimethacrylat oder Tetraäthylenglycoldimethacrylat, zur Verminderung ihrer Viskosität. Diese Verdünnungsmittel werden zur Kontrolle der Viskosität im allgemeinen in einer Menge von etwa 25 bis 50 Gewichtsprozent, bezogen auf die Menge des polymerisierbaren Bindemittels, eingesetzt. Flüssige polymerisierbare Bindemittel sind auch in der US-PS 3 539 533 beschrieben. Ebenfalls geeignet sind die photopolymerisierbaren Bindemittel, die aus der US-PS 3 709 866 bekannt sind.

Der erfindungsgemäß verwendete feinkörnige Füllstoff weist eine solche Korngrößenverteilung auf, daß 70 bis 95 Gewichtsprozent der Teilchen einen Durchmesser im Bereich von 0,7 bis 25 Mikron und 5 bis 30 Gewichtsprozent einen Durchmesser im Bereich von 0,2 bis 0,7 Mikron besitzen. Teilchen mit einem größeren Durchmesser als 25 Mikron sind nicht erwünscht, da ihre über Spuren hinausgehende Anwesenheit zu einer unerwünscht großen Rauhheit der Oberfläche des Dentalwerkstoffes führt. Außerdem vermindern sie die Druckfestigkeit des Werkstoffes. Teilchen mit einem geringeren Durchmesser als 0,2 Mikron können als übliches Verdickungsmittel im erfindungsgemäßen Dentalwerkstoff verwendet werden, jedoch nicht in größerer Menge als etwa 5 Gewichtsprozent /Teilchen mit derart geringem Durchmesser erhöhen nämlich die Viskosität des Bindemittels vor der Aushärtung beträchtlich und haben eine Abnahme der Gesamtmenge des vorhandenen Füllstoffes zur Folge, was nach dem

1 Aushärten des Bindemittels zu verminderter Druckfestigkeit führt.

Die mittlere Korngröße der erfindungsgemäß verwendeten Füllstoffe liegt im Bereich von 1 bis 5 Mikron und ist damit 5 kleiner als die in den technisch hergestellten Dentalwerkstoffen. Die Verwendung großer Mengen ultrafeiner Teilchen, beispielweise Siliciumdioxid/in Verbindung mit relativ großen Teilchen mit Durchmessern von 1 bis 30 Mikron, in Dentalwerkstoffen zur Zahnerhaltung ist zwar bereits bekannt. Eine nennenswerte Menge solcher ultrafeiner Teilchen erhöht jedoch die 10 Viskosität des flüssigen polymerisierbaren Bindemittels beträchtlich. Infolgedessen kann einem solchen Dentalwerkstoff keine sehr große Menge an Füllstoffen zugesetzt werden. Dadurch erreichen solche Dentalwerkstoffe keine hohe Druckfestigkeit.

15

Überraschenderweise wurde jedoch festgestellt, daß bei der erfindungsgemäß verwendeten breiten Korngrößenverteilung und der daraus resultierenden geringen mittleren Korngröße dem Dentalwerkstoff eine große Menge Füllstoff zugesetzt werden kann. Infolgedessen wird mit den erfindungsgemäß hergestellten Dentalwerkstoffen eine hohe Druckfestigkeit erreicht. Der Füllstoffanteil kann in den erfindungsgemäß hergestellten Dentalwerkstoffen 20 75 bis 90 Gewichtsprozent betragen. Dies ist überraschend angesichts der Erwartung, daß besonders feine Teilchen das flüssige polymerisierbare Bindemittel stark verdicken sollten und dadurch 25 die Menge an Füllstoffen, die dem Dentalwerkstoff zugesetzt werden kann, begrenzt würde. Außerdem ist es überraschend, daß die erfindungsgemäß hergestellten Dentalwerkstoffe die gewünschte Transpa-

1 renz aufweisen, da erwartet werden mußte, daß die Anwesenheit
eines beträchtlichen Anteils von Füllstoffteilchen mit einem
der Wellenlänge des sichtbaren Lichtes (etwa 0,7 Mikron) ent-
sprechenden Durchmesser eine beträchtliche Opacität verursachen
5 würde.

Als feinkörnige Füllstoffe zur Verwendung in den erfindungsgemäß hergestellten Dentalwerkstoffen eignen sich die üblicherweise dafür verwendeten Stoffe, die vorzugsweise eine Mohr'sche
10 Härte von etwa 3 bis 8, besonders bevorzugt von 5 bis 7, besitzen. Spezielle Beispiele für verwendbare Füllstoffe sind kristalliner Quarz (sogenannter α -Quarz), geschmolzenes Siliciumdioxid, gemahlenes Glas, synthetische Siliciumdioxide und Aluminiumoxid. Für die erfindungsgemäß herzustellenden Dentalwerkstoffe wird vorzugsweise α -Quarz verwendet.

Ein Dentalwerkstoff mit geeigneter Transparenz, d. h. 0,2 bis 0,5 Einheiten der optischen Dichte, gemessen mit einem Transmissions-Densitometer, muß bekanntlich einen Brechungsindex
20 der Füllstoffteilchen besitzen, der mit dem Brechungsindex des gehärteten Bindemittels nahezu übereinstimmt.

Das übliche Verfahren zur Herstellung feinkörniger Füllstoffe ist das Mahlen von verhältnismäßig großen Teilchen in einer
25 Mühle, bis die erwünschte Korngröße erreicht ist. Es wurde jedoch festgestellt, daß bei der Verwendung der üblichen Mahlvorrichtungen dieses Verfahren zur Herstellung von kleinen Teilchen, beispielsweise aus Quarz, nicht voll befriedigt. Die

1 herkömmlichen Mühlen bestehen aus keramischem Material
und einem hohen Gehalt, beispielsweise 70 bis 80 %,
an Aluminiumoxid. Auch die in den Mühlen verwendeten herkömm-
lichen Mahlmittel, wie Porzellankugeln und Korund, besitzen
5 einen hohen Aluminiumoxidgehalt. Die ebenfalls allgemein als
Mahlmittel verwendeten Flintsteine bestehen aus Siliciumdioxid
und enthalten immer Spuren von Verunreinigungen. Infolgedessen
werden die herzustellenden feinen Teilchen während des Mahlens
nach dem herkömmlichen Verfahren unvermeidlich mit Aluminium-
10 oxid oder mit anderen Stoffen mit einem relativ hohen Brechungs-
index verunreinigt.

Eine solche Verunreinigung verändert den Brechungsindex von
Teilchen mit einem Durchmesser von etwa 1 Mikron oder größer
15 nicht wesentlich. Der Brechungsindex der Teilchen mit einem
Durchmesser von etwa 0,7 Mikron wird dagegen sehr stark beein-
flußt. Aus diesem Grunde eignen sich kleine Teilchen, die in
einer herkömmlichen Kugelmühle hergestellt wurden, sehr schlecht
für die Verwendung in Dentalwerkstoffen, da ihr Brechungsindex
20 von dem der größeren Teilchen, d. h. Teilchen mit einem grüße-
ren Durchmesser als etwa 1 Mikron, aus dem gleichen Material
abweicht.

Um diesen, mit den herkömmlichen Kugelmühlen verbundenen
25 Nachteil zu vermeiden, werden gemäß der vorliegenden Erfin-
dung sehr kleine Füllstoffteilchen, beispielsweise aus Quarz,
nach einem verbesserten Verfahren hergestellt, wobei ihr Bre-
chungsindex nicht in unerwünschter Weise verändert wird. Dieses

1 verbesserte Verfahren kann als autogenes Mahlen bezeichnet werden, d. h. das Mahlmittel besitzt die gleiche chemische Zusammensetzung wie das in feine Teilchen zu mahlende Material. Außerdem ist das Innere der Mühle mit einer harten und beständigen organischen Beschichtung, beispielsweise aus Polyurethan, ausgekleidet, die vorzugsweise frei von Pigmenten und anderen anorganischen Verunreinigungen ist. Das Mahlen wird in trockenem Zustand durchgeführt, da das nasse Mahlen zu einer engeren Korngrößenverteilung führt, als sie für die erfindungsgemäß hergestellten

5 / Dentalwerkstoffe benötigt wird. Nach dem Mahlen werden die Teilchen auf eine hohe Temperatur erhitzt, um alle möglichen organischen Verunreinigungen zu entfernen.

10 Zur Herstellung von Quarzteilchen mit der gewünschten Teilchengrößenverteilung werden beispielsweise Quarzkristalle mit einem Durchmesser von etwa 0,5 bis 5 cm als Mahlmittel und gebrochene Quarzfritte als Beschickung verwendet. Mahlmittel und Beschickung werden in die Mühle gegeben, vorzugsweise in eine Vibrationsmühle mit einer Innenauskleidung wie vorstehend beschrieben, und in trockenem Zustand einige Stunden gemahlen. Danach wird der feinkörnige Quarz entnommen und auf eine hohe Temperatur, beispielsweise 900°C, erhitzt.

15 Die erfindungsgemäß verwendeten feinteiligen Füllstoffe werden vorzugsweise mit einem Haftstoff bzw. Zwischenbindemittel behandelt, um die Haftung zwischen dem Füllstoff und dem organischen Bindemittel zu verbessern und die Feuchtigkeitsaufnahme der Grenzfläche zwischen Füllstoff und Bindemittel zu vermindern. Eine Anzahl derartiger Haftstoffe ist bekannt. Bevorzugte

1 Haftstoffe sind die olefinisch ungesättigten Organosilane, die beispielsweise in den US-PSen 3 066 112 und 3 539 533 beschrieben sind. In vorliegender Erfindung besonders bevorzugt verwendete Haftstoffe sind γ -Methacryloxypropyltrimethoxysilan
5 und Vinyltrimethoxysilan.

In der US-PS 3 862 920 ist ein Verfahren zur Behandlung des feinteiligen Füllstoffes mit einem Haftstoff beschrieben, wo bei γ -Methacryloxypropyltrimethoxysilan in einem Gemisch
10 von Wasser und Aceton verwendet wird. Der feinkörnige Füllstoff wird dabei in der Lösung des Silans suspendiert. Anschließend wird das Wasser und das Aceton bei einer Temperatur von 100°C abdestilliert und der behandelte Füllstoff danach 2 Stunden auf 125°C erhitzt. Bei einem anderen Verfahren zur Behandlung des feinkörnigen Füllstoffs mit einem Haftstoff
15 wird das Silan in Toluol beispielsweise zu einer 50prozentigen Lösung gelöst. Die erhaltene Lösung wird anschließend mit dem feinkörnigen Füllstoff vermischt, und das erhaltene Gemisch wird bei 115°C getrocknet.

20 Die erfindungsgemäß hergestellten Dentalwerkstoffe werden normalerweise zum Gebrauch in Form von zwei Pasten zubereitet. Vorausgesetzt wird das polymerisierbare Bindemittel in zwei gleiche oder nahezu gleiche Mengen geteilt, der feinkörnige Füllstoff
25 wird ebenfalls in zwei Mengen geteilt und danach mit den Bindemittelportionen zu zwei Pasten vermischt. Eine der beiden Pasten wird mit dem Katalysator für das polymerisierbare Bindemittel und die andere mit

1 einem Aktivierungsmittel versetzt. Auf diese Weise besitzen beide Pasten ausreichende Stabilität und können getrennt abgepackt werden. Zum Gebrauch werden gleiche Mengen der beiden Pasten sorgfältig vermischt und in das Loch im Zahn eingefüllt. Das
5 Bindemittel härtet *in situ* aus.

Die Beispiele erläutern die Erfindung. Teile beziehen sich auf das Gewicht, falls nichts anderes angegeben ist.

10

B e i s p i e l 1

Roher α -Quarz wird auf eine Temperatur von $1\ 000^{\circ}\text{C}$ erhitzt und dann in Wasser abgeschreckt. Die erhaltene gebrochene Fritte wird sodann bei 150°C getrocknet und danach abgekühlt. Hierauf wird die gebrochene Fritte in eine ausgekleidete Vibrations-
15 mühle mit Quarzstückchen mit 0,5 bis 5 cm Durchmesser als Mahl-
mittel gebracht. Die innere Oberfläche der Mühle wurde vor der Benutzung mit einem Polyurethan-Hartpolymerisat ausgekleidet.

20 Die gebrochene Fritte wird 48 Stunden zur Verkleinerung der Korngröße gemahlen. Der erhaltene gepulverte Quarz wird sodann auf 900°C erhitzt, um organische Verunreinigungen zu entfernen. Nach dem Abkühlen wird der feinkörnige Füllstoff durch ein Nylonsieb mit einer Maschenweite von 44 Mikron geschickt. Der erhaltene pulverförmige Quarz besitzt die in Ta-
25 belle I angegebene Korngrößenverteilung.

1

Tabelle I

Durchmesser, μ		Gew.-% mit kleinerem Durchmesser
5	21	100
	8,8	90
	5,4	75
	2,5	50
	1,7	40
10	0,9	25
	0,7	20
	0,5	15
	0,2	2

15

Hierauf werden die Quarzteilchen zusammen mit 4 Gewichtsprozent, bezogen auf das Gewicht der Quarzteilchen, eines Verdickungsmittels aus kolloidem Siliciumdioxid in einem herkömmlichen Pulvermischer sorgfältig vermischt. Danach wird das Gemisch mit 8 Gewichtsprozent, bezogen auf das Gesamtgewicht der Quarzteilchen und des kolloiden Siliciumdioxids, einer 50prozentigen Lösung von γ -Methacryloxypropyltrimethoxysilan in Toluol versetzt und weiter vermischt. Nach sorgfältigem Mischen wird die erhaltene feuchte Masse zu dünnen Schichten gesprüht, bei einer Temperatur von 25 115°C eine Stunde getrocknet und dann gekühlt.

1 Ein Dentalwerkstoff in Form von zwei Pasten wird wie folgt hergestellt:

48,8 g Triäthylenglykoldimethacrylat werden mit 2,5 g N,N-Di-(2-hydroxyäthyl)-p-toluidin versetzt und bis zur Lösung ver-

5 mischt. Dadurch wird ein Bindemittel mit einem Gehalt an einem Aktivierungsmittel erhalten. Die erhaltene Lösung wird hierauf sorgfältig mit 46,5 g des Glycidylmethacrylat-Derivates von Bisphenol A (BisGMA) vermischt. Sodann wird das erhaltene Gemisch mit 525 g des vorstehend hergestellten feinteili-
10 gen Füllstoffes langsam unter Rühren versetzt, bis eine gleichförmige Paste erhalten wird.

1,1 g Benzoyleperoxid werden in 48,7 g Triäthylenglykoldimethacrylat gelöst. Dadurch wird ein Bindemittel mit einem Gehalt 15 an einem Katalysator erhalten. Diese Lösung wird hierauf sorgfältig mit 49,3 g BisGMA vermischt. Anschließend wird das erhaltene Gemisch mit einer geringen Menge eines Polymerisationsinhibitors, wie einem substituierten Phenol, versetzt. Sodann wird das erhaltene Gemisch langsam mit 525 g des vorste-
20 hend hergestellten feinteiligen Füllstoffs unter Rühren versetzt, bis eine gleichförmige Paste erhalten wird.

Gleiche Anteile der beiden Pasten werden etwa 20 Sekunden lang sorgfältig gemischt. Das erhaltene Gemisch härtet in etwa 2 25 Minuten aus und erreicht eine hohe Druckfestigkeit. Eine Probe des ausgehärteten Dentalwerkstoffes wird bei einer Temperatur von 37°C 24 Stunden in Wasser getaucht und danach auf ihre Druckfestigkeit untersucht. Es wird ein Wert von 3 867 kg/cm²

1 gemessen.

B e i s p i e l 2

Gleiche Volumenteile der zwei gemäß Beispiel 1 hergestellten
5 Pasten werden sorgfältig vermischt und sofort in eine Ringform
mit 20 mm Durchmesser gegeben, die sich auf einer 250 Mikron
dicken Polyesterfolie befindet. Hierauf wird die Ringform mit
einem Stück dieser Polyesterfolie abgedeckt. Der erhaltene Auf-
bau wird in eine Presse übergeführt und in höchstens einer Se-
10 kunde mit einem Druck von mindestens 1 400 kg/cm² beaufschlagt,
der mindestens 5 Minuten aufrechterhalten wird. Anschließend
wird der Druck aufgehoben und die Testscheibe aus der Form ent-
nommen. Das Mischen der Pasten, das Überführen des Gemisches
in die Form sowie die Erzeugung des Drucks von mindestens
15 1 400 kg/cm² darf höchstens 1 Minute beanspruchen.

Die erhaltene Scheibe wird in einem herkömmlichen Transmissions-
Densitometer auf ihre Transparenz geprüft. Das Densitome-
ter ist mit einem Filter für das sichtbare Licht versehen und
20 sowohl für die Nullpunktbestimmung als auch für den Opacitäts-
bereich von Dentalwerkstoffen geeicht.

hergestellten
Die Scheibe aus dem erfindungsgemäß / Dentalwerkstoff besitzt
eine Opacität von 0,25 Einheiten der optischen Dichte, d. h.
25 sie weist eine für die Verwendung als Dentalwerkstoff zur Zahnerhaltung geeignete Transparenz auf.

1 Vergleichsbeispiel

Roher α -Quarz wird auf 1 000°C erhitzt und danach in Wasser abgeschreckt. Die erhaltene gebrochene Fritte wird in eine ausgekleidete Vibrationsmühle mit Quarzkristallen als Mahlmedium gebracht. Die Mühle wird zusätzlich mit der gleichen Menge Wasser wie gebrochener Fritte beschickt. Danach wird die gebrochene Fritte 26,5 Stunden gemahlen. Sodann wird der erhaltene Schlamm aus der Mühle entnommen, im Gebläseofen getrocknet, auf 900°C erhitzt und danach durch ein Nylonsieb mit einer 10 Maschenweite von 44 Mikron geschickt. Der erhaltene pulverisierte Quarz hat die in Tabelle II angegebene Teilchengrößenverteilung.

Tabelle II

15

	Durchmesser, μ	Gew.-% mit kleinerem Durchmesser
	11	100
	7,4	90
	5,2	75
20	3,4	50
	2,8	40
	2,0	25
	1,6	20
	1,1	10
25	0,8	5
	0,7	2

Der gemahlene Quarz wird gemäß Beispiel 1 mit kolloidalem

1 Siliciumdioxid vermischt und mit dem Silan-Haftmittel behandelt.

Die gemäß Beispiel 1 verwendeten polymerisierbaren organischen Bindemittel können nur 317 g des vorstehend hergestellten Füllstoffes aufnehmen, während sie 525 g des dort hergestellten Füllstoffes aufnehmen konnten. Die Zugabe von zusätzlichem Füllstoff ergibt ein trockenes Gemisch, das zur Verwendung als Dentalwerkstoff ungeeignet ist.

10 Gemäß American Dental Association Specification Nr. 9 werden Proben zur Bestimmung der Druckfestigkeit hergestellt. Diese werden 24 Stunden bei einer Temperatur von 37°C gelagert und danach zerbrochen. Es ergibt sich eine Druckfestigkeit von 3 164 kg/cm². Nach 24 Stunden in destilliertem Wasser bei einer 15 Temperatur von 37°C weist dieser polymerisierte Dentalwerkstoff einen Barcol-Härtewert von 80 auf.

Das Vergleichsbeispiel zeigt, daß eine enge Teilchengröße-Verteilung des verwendeten Füllstoffes die Menge an Füllstoff, 20 die dem Dentalwerkstoff zugesetzt werden kann, zwangsläufig begrenzt. Die Folge davon ist eine geringere Druckfestigkeit.